

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2001-309915

(43)Date of publication of application : 06.11.2001

(51)Int.Cl.

A61B 6/03
A61B 6/00
G01T 1/20
G01T 1/202
G06T 1/00

(21)Application number : 2001-037798

(71)Applicant : GE MEDICAL SYSTEMS GLOBAL
TECHNOLOGY CO LLC

(22)Date of filing : 15.02.2001

(72)Inventor : HSIEH JIANG
GURMEN ERDOGAN

(30)Priority

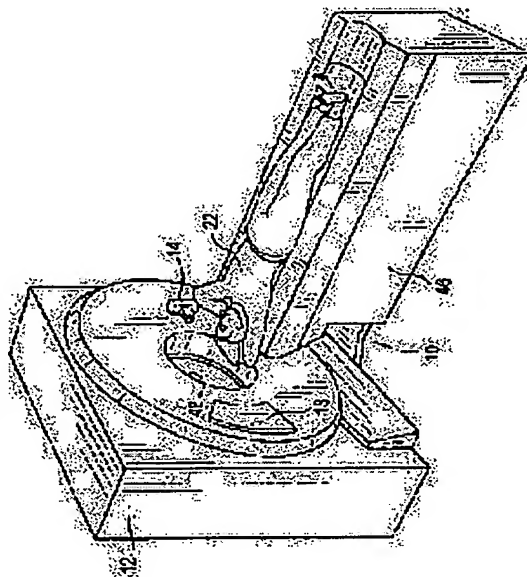
Priority number : 2000 505590 Priority date : 16.02.2000 Priority country : US

(54) HIGH ORDER PRIMARY DECAY CORRECTION FOR CT IMAGING SYSTEM DETECTOR

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To provide a method to calibrate the primary decay correction of a radiation detector having attenuation curves the properties of which are decided by plural components with different time constants, in order to minimize the deterioration of images to be reformed for medical use.

SOLUTION: This method includes a step in which an attenuation curve is allowed to fit to the sum of plural weighted indices having the time constants constituting a first assembly, a step of correcting a response measured by the detector using the sum of the plural weighted indices that constitute the above first assembly for obtaining the corrected response, a step of selecting a time constant with at least one additional index, depending on the corrected response, and a step in which an attenuation curve is allowed to fit to the sum of second plural weight indices including the first plural time constants and the time constant with at least one additional index.

**LEGAL STATUS**

[Date of request for examination]

[Date of sending the examiner's decision of
rejection]

[Kind of final disposal of application other than

the examiner's decision of rejection or
application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number]

[Date of registration]

-- [Number of appeal against examiner's decision of
rejection]

-- [Date of requesting appeal against examiner's
decision of rejection]

[Date of extinction of right]

(19) 日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11) 特許出願公開番号
特開2001-309915
(P2001-309915A)

(43) 公開日 平成13年11月6日 (2001.11.6)

(51) Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テーマコード* (参考)
A 6 1 B 6/03	3 5 0	A 6 1 B 6/03	3 5 0 H
6/00	3 0 0	6/00	3 0 0 Q
G 0 1 T 1/20		G 0 1 T 1/20	G
			J
1/202		1/202	

審査請求 未請求 請求項の数19 O L 外国語出願 (全 29 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2001-37798(P2001-37798)

(22) 出願日 平成13年2月15日 (2001.2.15)

(31) 優先権主張番号 09/505590

(32) 優先日 平成12年2月16日 (2000.2.16)

(33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 300019238

ジーイー・メディカル・システムズ・グロー
ーバル・テクノロジー・カンパニー・エル
エルシー

アメリカ合衆国・ウィスコンシン州・
53188・ワウケシャ・ノース・グランドヴ
ュー・ブルバード・ダブリュー・710・
3000

(74) 代理人 100003908

弁理士 松本 研一

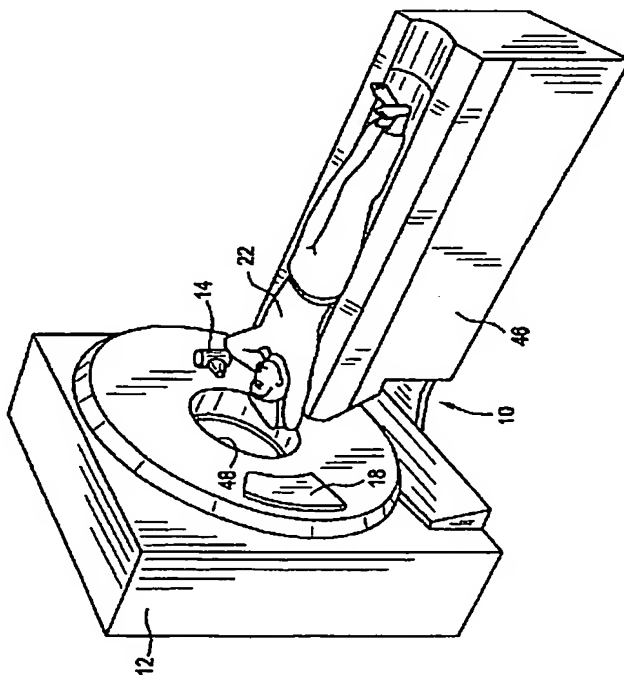
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 CTイメージング・システムの検出器のための高次主減衰補正

(57) 【要約】

【課題】 再構成される医用画像の劣化を減少させるために、異なる時間定数を有する複数の成分によって特性決定することのできる減衰曲線を有する放射線検出器の主減衰補正を校正する方法を提供する。

【解決手段】 この方法は、第1の集合を成す時間定数を有する複数の加重付き指数の和に減衰曲線をフィットさせる工程と、前述の第1の集合を成す時間定数を有する複数の加重付き指数の和を用いて検出器の測定された応答に補正を施して、補正された応答を得る工程と、補正された応答に依存して少なくとも1つの追加の指数時間定数を選択する工程と、第1の複数の時間定数と少なくとも1つの追加の指数時間定数とを含む第2の複数の加重付き指数の和に減衰曲線をフィットさせる工程とを含んでいる。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】 異なる時間定数を有する複数の成分により特性決定することのできる減衰曲線を有する放射線検出器の主減衰補正を較正する方法であって、

第 1 の集合を成す時間定数を有する複数の加重付き指数の和に前記減衰曲線をフィットさせる工程と、

補正された応答を得るように、前記第 1 の集合を成す時間定数を有する前記複数の加重付き指数の和を用いて前記検出器の測定された応答に補正を施す工程と、

前記補正された応答に依存して少なくとも 1 つの追加の指数時間定数を選択する工程と、

前記第 1 の複数の時間定数と前記少なくとも 1 つの追加の指数時間定数とを含む第 2 の複数の加重付き指数の和に前記減衰曲線をフィットさせる工程と、を有する方法。

【請求項 2】 前記少なくとも 1 つの追加の指数時間定数は、前記補正された応答のオーバーシュート及びアンダシュートに対応する 1 組の時刻に依存する請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】 第 1 の集合を成す時間定数を有する第 1 の複数の加重付き指数の和に前記減衰曲線をフィットさせる前記工程及び第 2 の複数の加重付き指数の和に前記減衰曲線をフィットさせる前記工程はそれぞれ、最小自乗誤差最小値 (MLSE) フィッティングを含んでいる請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】 少なくとも 1 つの追加の指数時間定数を選択する前記工程は、前記第 1 の集合のうち最短の時間定数よりも短い少なくとも 1 つの追加の指数時間定数を選択する工程を含んでいる請求項 2 に記載の方法。

【請求項 5】 前記放射線検出器の減衰曲線を決定する工程をさらに含んでいる請求項 2 に記載の方法。

【請求項 6】 前記放射線検出器の減衰曲線を決定する前記工程は、時刻 t_0 から、前記放射線検出器の減衰成分を飽和させるのに十分だけ長い時間にわたって計算機式断層撮影システムの X 線源をオンにする工程と、後の時刻 t_1 に前記 X 線源をオフにする工程とを含んでいる請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】 前記放射線検出器の減衰曲線を決定する前記工程は、前記 X 線源がオンである間、及び前記 X 線源がオフにされた後の時間にわたって、前記検出器の各々の検出器素子から出力信号をサンプリングする工程をさらに含んでいる請求項 6 に記載の方法。

【請求項 8】 前記放射線検出器の減衰曲線を決定する前記工程は、前記 X 線源がオンである間 ($t_0 < t_1 - \delta t < t < t_1$) に取得された検出器出力信号のサンプルを平均する工程と、該平均された検出器出力信号のサンプルから X 線束強度 ψ の値を導出する工程とをさらに含んでおり、ここで、前記特性決定処理時の検出器素子応答 $y(t)$ は、

$t_0 < t < t_1$ の場合には、

$y(t) = \psi$ 、及び $t \geq t_1$ の場合には、

【数 1】

$$y(t) = \psi \sum_{n=1}^N \alpha_n e^{-(t-t_1)/\tau_n}$$

と書かれる請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】 第 1 の集合を成す時間定数を有する第 1 の複数の加重付き指数の和に前記減衰曲線をフィットさせる前記工程は、時間定数 τ_n 及び強度 α_n を有する N 個の選択された指数の和に、 $t > t_1$ での $y(t)$ をフィットさせる工程を含んでいる請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】 第 1 の複数の指数の和に前記減衰曲線をフィットさせる前記工程は、最長の時間定数 τ に対応する α から始まる順序で α_n の値を決定する工程を含んでいる請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】 前記第 1 の複数の時間定数と前記少なくとも 1 つの追加の指数時間定数とを含む第 2 の複数の加重付き指数の和に前記減衰曲線をフィットさせる前記工程は、時間定数 τ_n 及び強度 α_n を有する N 個の選択された指数の和に、 $t > t_1$ での $y(t)$ をフィットさせる工程を含んでおり、前記 N の値は前記第 1 の複数の加重付き指数の和に前記減衰曲線をフィットさせる前記工程のときの値よりも大きく、前記フィットさせる工程の各々において

【数 2】

$$\sum_{n=1}^N \alpha_n = 1.$$

の制約を与える工程をさらに含んでいる請求項 10 に記載の方法。

【請求項 12】 異なる時間定数を有する複数の成分により特性決定することのできる放射線検出器を有する医用イメージング・システムを動作させる方法であって、第 1 の集合を成す時間定数を有する複数の加重付き指数の和に前記放射線検出器の減衰曲線をフィットさせる工程と、

補正された応答を得るように、前記第 1 の集合を成す時間定数を有する前記複数の加重付き指数の和を用いて前記検出器の測定された応答に補正を施す工程と、

前記補正された応答に依存して少なくとも 1 つの追加の指数時間定数を選択する工程と、

前記第 1 の複数の時間定数と前記少なくとも 1 つの追加の指数時間定数とを含む第 2 の複数の加重付き指数の和に前記減衰曲線をフィットさせる工程であって、ここで、前記第 2 の複数の加重付き指数は、時間定数 τ_n 及び対応する強度 α_n を有する指数を含んでいる、当該フィットさせる工程と、

前記医用イメージング・システムからの放射線のビームで物体を照射する工程と、

前記放射線検出器により発生される信号を区間 Δt で周期的にサンプリングすることにより第1の集合を成す放射線減衰値を取得する工程であって、ここで、 $y(k\Delta t)$ は、第kのサンプリング区間の間に取得された前記第1の集合における値を表わす、当該取得する工程と、前記第1の集合を成す放射線減衰値から第2の集合を成すデータ値を生成する工程であって、各々のデータ値 x_k が、

【数3】

$$x_k = \frac{y(k\Delta t) - \sum_{n=1}^N \left(\beta_n e^{-\frac{\Delta t}{\tau_n}} \right) S_{nk}}{\sum_{n=1}^N \beta_n},$$

と書かれる方程式により定義され、ここで、

【数4】

$$\beta_n = \alpha_n (1 - e^{-\Delta t / \tau_n});$$

$$S_{nk} = x_{k-1} + e^{-\frac{\Delta t}{\tau_n}} S_{n(k-1)}$$

であって、第1のサンプルについての S_{nk} の値はゼロである、当該生成する工程と、前記第2の集合を成すデータ値から前記物体の画像を再構成する工程と、有する方法。

【請求項13】 前記少なくとも1つの追加の指数時間定数は、前記補正された応答のオーバーシュート及びアンダシュートに対応する1組の時刻に依存する請求項12に記載の方法。

【請求項14】 第1の集合を成す時間定数を有する第1の複数の加重付き指数の和に前記減衰曲線をフィットさせる前記工程及び第2の複数の加重付き指数の和に前記減衰曲線をフィットさせる前記工程はそれぞれ、最小自乗誤差最小値 (MLSE) フィットティングを含んでいる請求項13に記載の方法。

【請求項15】 少なくとも1つの追加の指数時間定数を選択する前記工程は、前記第1の複数の加重付き指数のうち最短の時間定数よりも短い少なくとも1つの追加の指数時間定数を選択する工程を含んでいる請求項13に記載の方法。

【請求項16】 前記放射線検出器の減衰曲線を決定する工程をさらに含んでいる請求項13に記載の方法。

【請求項17】 前記放射線検出器の減衰曲線を決定する前記工程は、

時刻 t_0 から、前記放射線検出器の減衰成分を飽和させるのに十分なだけ長い時間にわたって計算機式断層撮影システムのX線源をオンにする工程と、

後の時刻 t_1 に前記X線源をオフにする工程とを含んでいる請求項16に記載の方法。

【請求項18】 前記放射線検出器の減衰曲線を決定する前記工程は、前記X線源がオンである間、及び前記X線源がオフにされた後の時間にわたって、前記検出器の各々の検出器素子から出力信号をサンプリングする工程をさらに含んでいる請求項17に記載の方法。

【請求項19】 前記放射線検出器の減衰曲線を決定する前記工程は、前記X線源がオンである間 ($t_0 < t_1 - \delta t < t < t_1$) に取得された検出器出力信号のサンプルを平均する工程と、該平均された検出器出力信号のサンプルからX線束強度 ψ の値を導出する工程とをさらに含んでおり、ここで、前記特性決定処理時の検出器素子応答 $y(t)$ は、

$t_0 < t < t_1$ の場合には、

$y(t) = \psi$ 、及び $t \geq t_1$ の場合には、

【数5】

$$y(t) = \psi \sum_{n=1}^N \alpha_n e^{-(t-t_1)/\tau_n}$$

と書かれる請求項18に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】 本出願は、検出器における高次の主減衰の補正方法に関し、より具体的には、検出器の補正後の減衰曲線の形状を定義する際の柔軟性を高める方法に関する。

【0002】 本明細書で用いる場合には、「主減衰 (primary decay)」という用語は、シンチレータの最も速い指数減衰成分を指すものとする。「残光 (afterglow)」という用語は、残りの相対的に遅い減衰成分を指すものとする。

【0003】

【発明の背景】 少なくとも1つの公知の計算機式断層撮影 (CT) イメージング・システム構成においては、X線源がファン (扇形) 形状のビームを投射し、このビームは、デカルト座標系のXY平面であって、一般的に「イメージング (撮像) 平面」と呼ばれる平面内に位置するようにコリメートされる。X線ビームは、患者等の撮像されている物体を通過する。ビームは、物体によって減弱された後に、放射線検出器の配列 (アレイ) に入射する。検出器アレイの所で受け取られる減弱したビーム放射線の強度は、物体によるX線ビームの減弱量に依存している。アレイ内の各々の検出器素子が、検出器の位置におけるビーム減弱の測定値である別個の電気信号を発生する。すべての検出器からの減弱測定値が別個に取得されて、透過プロファイル (断面) を形成する。

【0004】 公知の第3世代CTシステムでは、X線源及び検出器アレイは、X線ビームが物体と交差する角度が定常的に変化するように、撮像平面内で撮像されるべき物体の周りをガントリと共に回転する。1つのガントリ角度における検出器アレイからの一群のX線減弱測定

値すなわち投影データを「ビュー」と呼ぶ。物体の「走査（スキャン）」は、X線源及び検出器が1回転する間に様々なガントリ角度すなわちビュー角度において形成される1組のビューで構成されている。アキシャル・スキャン（軸方向走査）の場合には、投影データを処理して、物体を通して得られる2次元スライスに対応する画像を構成する。1組の投影データから画像を再構成する1つの方法は、当業界でフィルタ補正逆投影（filtered back projection）法と呼ばれている。この手法は、走査からの減弱測定値を「CT数」又は「ハンスフィールド（Hounsfield）単位」と呼ばれる整数へ変換し、これらの整数を用いて、陰極線管表示装置上の対応するピクセルの輝度を制御するものである。

【0005】計算機式断層撮影（CT）イメージング・システムの検出器アレイに、ユウロピウムを含有する多結晶セラミック・シンチレータを用いることは公知である。かかるシンチレータは、 CdWO_4 等のようなその他の公知の固体状態検出器よりも遥かに小さいヒステリシス及び放射線損傷しか呈しない。加えて、上述の検出器材料は極めて透明であるため、相対的に高い光出力を提供する。臨床用のX線エネルギー範囲では、3mm深さにおいて98%以上の検出器量子効率（DQE）が得られており、結果として画質が向上する。しかしながら、出力信号の主減衰によって示されるように、出力信号の減衰が比較的遅い（1ミリ秒に近い）ため、その他の点では有利なこれらのシンチレータを速いサンプリング速度及び速い走査速度で用いることが阻まれている。例示的な減衰曲線を図3に示す。

【0006】検出器の主速度が遅いと、特に相対的に速い走査速度ではCTイメージング・システムの空間分解能が劣化することが判明している。例えば、回転当たり0.5秒での走査は、回転当たり1.0秒での走査に対して、サンプリング速度が大幅に増大することから劣化する。この欠点を克服するために、再帰的補正アルゴリズムが提案されている。

【0007】再帰的補正アルゴリズムを用いた補正は、検出器応答の主速度成分の影響を補償するばかりでなく、残光成分も補償する。公知の手法は、図3に示すもののような減衰特性を有するシンチレーション材料を用いると1.0秒までの走査速度であれば十分良好に作用する。しかしながら、さらに速い走査速度では、減衰曲線のアンダシュート及びオーバシュートが生じ、再構成される画像に縞（ストリーク）アーティファクトを生ずる。このアンダシュート及びオーバシュート現象は、上述のシンチレーション材料の減衰の内在的な特徴ではなくて、寧ろ、信号復元手法の副作用である。

【0008】従って、減衰曲線のアンダシュート及びオーバシュート、並びに再構成される画像に結果として生ずるアーティファクトを減少させる又は回避する方法を提供すると有利である。

【0009】

【発明の概要】従って、一実施例では、異なる時間定数を有する複数の成分によって特性決定することのできる減衰曲線を有する放射線検出器の主減衰補正を較正する方法が提供される。この方法は、第1の集合を成す時間定数を有する複数の加重付き指数の和に減衰曲線をフィットさせる（すなわち、当てはめる）工程と、前述の第1の集合を成す時間定数を有する複数の加重付き指数の和を用いて検出器の測定された応答に補正を施して、補正された応答を得る工程と、補正された応答に依存して少なくとも1つの追加の指数時間定数を選択する工程と、第1の複数の時間定数と少なくとも1つの追加の指数時間定数とを含む第2の複数の加重付き指数の和に減衰曲線をフィットさせる工程とを含んでいる。

【0010】上述の実施例によって、減衰曲線のアンダシュート及びオーバシュート、並びに再構成される画像に結果として生ずるアーティファクトが減少し又は回避される。

【0011】

【発明の実施形態】図1及び図2には、計算機式断層撮影（CT）イメージング・システム10が、「第3世代」CTスキャナにおいて典型的なガントリ12を含んでいるものとして示されている。ガントリ12はX線源14を有しており、X線源14は、X線ビーム16をガントリ12の対向する側に設けられている検出器アレイ18に向かって投射する。検出器アレイ18は検出器素子20によって形成されており、検出器素子20は一括で、物体22、例えば患者を通過する投射されたX線を感知する。検出器アレイ18はシングル・スライス構成として作製されていてもよいし、マルチ・スライス構成として作製されていてもよい。各々の検出器素子20は、入射したX線ビームの強度を表わす、従って患者22を通過する間でのビームの減弱を表わす電気信号を発生する。X線投影データを取得するための1回の走査の間に、ガントリ12及びガントリ12に装着されている構成部品は、回転中心24の周りを回転する。

【0012】ガントリ12の回転及びX線源14の動作は、CTシステム10の制御機構26によって制御されている。制御機構26は、X線制御器28と、ガントリ・モータ制御器30とを含んでおり、X線制御器28はX線源14へ電力信号及びタイミング信号を供給し、ガントリ・モータ制御器30はガントリ12の回転速度及び位置を制御する。制御機構26内に設けられているデータ取得システム（DAS）32が、検出器素子20からのアナログ・データをサンプリングし、後続の処理のためにこのデータをデジタル信号へ変換する。画像再構成装置34が、サンプリングされてデジタル化されたX線データをDAS32から受け取って、高速画像再構成を実行する。再構成された画像はコンピュータ36への入力として印加され、コンピュータ36は大容量記

憶装置38に画像を記憶させる。

【0013】コンピュータ36はまた、キーボードを有しているコンソール40を介して操作者からコマンド（命令）及び走査用パラメータを受け取る。付設されている陰極線管表示器42によって、操作者は、再構成された画像、及びコンピュータ36からのその他のデータを観測することができる。操作者が供給したコマンド及びパラメータはコンピュータ36によって用いられて、DAS32、X線制御器28及びガントリ・モータ制御器30へ制御信号及び情報を供給する。加えて、コンピュータ36は、モータ式テーブル46を制御するテーブル・モータ制御器44を動作させて、患者22をガントリ12内で配置する。具体的には、テーブル46は患者22の各部をガントリ開口48を通して移動させる。

【0014】本発明の一実施例では、検出器アレイ18は、図3に示す例示的な減衰曲線のような経験的に決定された減衰特性を有する検出器素子20を含んでいる。主速度補正を得るために、主速度を多数の指数によってモデル化し、減衰パラメータを、減衰曲線の指数関数の集合に対する補正された最小自乗誤差最小値（minimum least square error、MLSE）フィッティングに基づいて決定する。

【0015】主速度は、多数の指数によってモデル化される。減衰パラメータは、観測された減衰曲線の指数関数の集合に対するMLSE（最小自乗誤差最小値）フィッティングによって決定される。検出器のインパルス応答は、次のように書かれた式によってモデル化される。

$$y(t) = \int_{-\infty}^t x(t') \sum_{n=1}^N \frac{\alpha_n}{\tau_n} e^{-(t-t')/\tau_n} dt' \quad (2)$$

【0020】式(2)は、入力信号 $x(t)$ が原因関数であるため単純化することができ、式(2)の加算と積分とを互換的にすることが可能になっている。さらに、積分領域 $[0, t]$ は、ビューとビューとの間の時間に対応する k 個の区間に分割することができ、各々の区間

$$x_k = \frac{y(k\Delta t) - \sum_{n=1}^N \alpha_n (1 - e^{-\Delta t/\tau_n}) \sum_{j=1}^{k-1} x_j e^{-(k-j)\Delta t/\tau_n}}{\sum_{n=1}^N \alpha_n (1 - e^{-\Delta t/\tau_n})} \quad (3)$$

【0022】ここで、 $y(k\Delta t)$ は、第 k のビューの間に取得された検出器素子20からの生の減衰値である。式(3)は次の形態に書き直される。

$$x_k = \frac{y(k\Delta t) - \sum_{n=1}^N \beta_n e^{-\Delta t/\tau_n} [x_{k-1} + e^{-\Delta t/\tau_n} [x_{k-2} + \dots + e^{-\Delta t/\tau_n} (x_2 + e^{-\Delta t/\tau_n} x_1) \dots]]}{\sum_{n=1}^N \beta_n} \quad (4)$$

【0024】ここで、
【0025】

【0016】

【数6】

$$h(t) = \sum_{n=1}^N \frac{\alpha_n}{\tau_n} e^{-\frac{t}{\tau_n}} \quad (1)$$

【0017】ここで、 n は、指数応答の N 個の成分の1つを表わしており、該成分は時間定数 τ_n を有する相対的強度 α_n の減衰成分を有している。1つの形式の検出器素子20の応答が、4つ($N=4$)の上述のような時間定数成分によって正確に特性決定されている。異なる形式の検出器素子20は、モデル化の目的のためにさらに多い又はさらに少ない数の減衰成分を必要とするかも知れない。「検出器素子応答」及び「検出器応答」という用語は本明細書では互換的に用いられている。但し、各検出器素子20は本質的に同一の応答を有していなくてもよい。従って、少なくとも1つの実施例では、各々の検出器素子応答は別個に決定され補正される。しかしながら、少なくとも1つの実施例では、検出器18の検出器素子20はすべて同じ形式を有しており、本質的に同一の応答を有している。

【0018】入力信号 $x(t)$ に対する検出器応答 $y(t)$ は、検出器のインパルス応答 $h(t)$ と入力信号 $x(t)$ との畳み込み $y(t) = h(t) * x(t)$ として書かれ、次の通りになる。

【0019】

【数7】

は Δt ($k\Delta t = t$) で表わされる。これらの要因を考慮すると、比較的小さな Δt の値について第 k のビューの実際の減衰値 x_k は、次のように書かれる。

【0021】

【数8】

【0023】

【数9】

【数10】

$$\beta_n = \alpha_n (1 - e^{-\Delta t / \tau_n})$$

【0026】である。式(4)の最も外側の括弧で囲まれた内容を S_{nk} と表わすと、再帰的な関係が次のように

$$x_k = \frac{y(k\Delta t) - \sum_{n=1}^N \left(\beta_n e^{-\frac{\Delta t}{\tau_n}} \right) S_{nk}}{\sum_{n=1}^N \beta_n}, \quad (5)$$

【0028】ここで、分母、及び分子の括弧で囲まれた部分は定数である。現在の減衰値についての項 S_{nk} は、前のビューからの減衰値についての項 $S_{n(k-1)}$ の関数であり、この関数は

【0029】

【数12】

$$S_{nk} = x_{k-1} + e^{-\frac{\Delta t}{\tau_n}} S_{n(k-1)}$$

【0030】と書かれ、ここで、 x_{k-1} は前のビューからの検出器素子20の信号サンプルから導出される実際の減衰値である。第1のサンプルについての S_{nk} の値はゼロである。CTシステム10によつては、データ収集が開始する前にX線信号が短時間オンにされるものがある。この場合には、第1のビューについての S_{nk} は、第1のビューについて上述の再帰的關係を m 回適用して、短時間のX線オンの条件を模擬することにより推定される。ここで、 $m\Delta t \approx$ [ビュー1の前のX線オン時間]である。このように、所与の検出器素子20の信号サンプルから実際の減衰値を導出するためには、当該サンプルと、直前のサンプルの処理から得られるデータとが既知でなければならない。結果として、一実施例では、再帰的フィルタとしてのアレイ・プロセッサによつて式(5)が具現化される。

【0031】式(5)のフィルタ関数を実際の画像デー

$$y(t) = \psi \sum_{n=1}^N \alpha_n e^{(t-t_0)/\tau_n}$$

【0035】X線ビーム16がオンである間($t_0 < t_1 - \delta t < t < t_1$ 、ここで、 δt は、平均された信号の標準偏差が、特性決定時の所望の精度を与えるのに十分だけ小さくなるように決定される)に取得された検出器素子20の出力信号のサンプルは平均されて、この結果を用いて、式(6)に書かれたようなX線束強度 ψ の値を導出する。X線ビーム16の停止後に取得されたサンプルは、 ψ の値で除算されてデータを正規化し、これにより、図3に示すものと同様の減衰曲線が得られる。次いで、正規化されたデータの対数を取る。

【0036】指数応答の各々の時間定数成分の α_n 及び τ_n の値が次に決定される。1つの形式のCT検出器素子20のインパルス応答は、1ミリ秒、6ミリ秒、40

書かれる。

【0027】

【数11】

タに適用するためには、検出器18の各々の検出器素子20の時間定数成分の α_n 及び τ_n の値を導出することにより、各々の検出器素子20の応答を特性決定しなければならない。この導出は、製造工場において、画像に物体が存在しない状態でCTシステム10を動作させることを含む処理によって行なわれる。CTイメージング・システム10のX線源14を時刻 t_0 にオンにする。一実施例では、X線源14は、検出器のすべての減衰成分を飽和させるのに十分に長い時間、例えば通常の走査時間の約2分の1の時間にわたってオンにされる。次いで、X線源14を後の時刻 t_1 にオフにする。

【0032】各々の検出器素子20からの出力信号は、X線ビーム16が動作している間、及びX線ビーム16の停止から特性決定時の所望の精度を与えるのに十分なだけ長い時間にわたって個々にサンプリングされる。検出器素子20の信号のサンプルは、撮像時に減衰値を記憶するのに用いられるものと同様のアレイに記憶される。特性決定処理時の検出器素子20の応答は、次のように書かれる表現によって定義される。

【0033】 $t_0 < t < t_1$ の場合には、 $y(t) = \psi$ 、及び $t \geq t_1$ の場合には、

【0034】

【数13】

(6)

ミリ秒及び約300ミリ秒という4つの時間定数 τ_n によって特性決定されるが、正確な時間定数は他の検出器では異なるかも知れない。時間定数 τ_n 及びその相対的強度 α_n は、例えば、式(1)の最小自乗誤差最小値(MLSE)フィットを行なうことにより決定される。ノイズによる誤差を減少させるために、フィッティングの前に多数の測定値を平均する。

【0037】他の実施例では、 α_n 及び τ_n は、 τ_n の降順に、すなわち最長の τ_n が最初になるような順序で一度に1つずつ決定される。X線ビームが消失してから時間 T (例えば300ミリ秒)の後に取得された検出器サンプル信号を選択する。この時刻においては、最長の時間定数成分以外のすべての成分の影響を無視すること

ができる。検出器サンプルの対数値を用いると、式

(6)は $\log[y(T)] = \log \alpha_n - (T/\tau_n)$ と単純化される。単純化された式を、第4 ($n=4$)の時間定数成分の α_4 について解く。

【0038】 α_4 及び τ_4 の推定値に基づいて、最長の時間定数の成分の測定減衰信号データに対する寄与が算出されて、当該データから除去される。この処理を、検出器応答のうち次に長い時間定数成分 τ_3 について繰り返し、以下同様に残りの成分の各々について繰り返す。検出器18の検出器素子20の各々についてこの特性決定処理を行なう。

【0039】次いで、これら α_n 及び τ_n の値を用いて、すべての検出器素子の応答について4つの時間定数成分の各々毎に式(5)の定数項を導出する。これらの定数は、実際の画像データをフィルタ処理する際の後の利用のためにディスク・メモリ内のテーブルに記憶される。他の実施例では、これらの定数は、定数の利用の直前に算出される。

【0040】第1のMLSEフィットが得られた後でも、モデル化された検出器インパルス応答に基づく式(5)の補正は、図3の測定された減衰曲線を正確には補償しない。より明確に述べると、モデル化された検出器応答には、1つ又はこれよりも多い「オーバーシュート」及び「アンダシュート」異常が観測される。図4は、検出器の元の応答曲線、対応する1次補正された応答曲線、及び対応する高次補正された応答曲線を示している。1次応答曲線は、第1のMLSEフィットが得られて式(5)の補正が適用された後の補正に対応している。図4を参照して述べると、1次補正された応答曲線におけるオーバーシュート及び／又はアンダシュート異常の追加補正を行なうために、元の時間定数の集合のうち最短の時間定数よりも短い1つ又はこれよりも多い追加の「人工的な」時間定数 τ が加えられる。これらの追加の時間定数は、補正後の検出器応答のオーバーシュート位置及びアンダシュート位置に対応している。例えば、図4では、点Bにおけるアンダシュートに鑑みて、1次補正された応答曲線の点Aと点Bとの間の時間差よりも小さいか又はこの時間差に等しい追加の時間定数 τ が選択される。1つ又はこれよりも多い追加の時間定数成分 τ 及び対応する強度 α により、補正後の減衰曲線の形状を定義する際にさらなる柔軟性が得られる。第1の補正が得られた後に、元の時間定数と、オーバーシュート及びアンダシュートに対応する新たな追加の時間定数との両方を用いて、第2のよりよい補正が得られる。例えば、新たな拡張された集合を成す時間定数 τ_n を用いて、最長の時間定数から始めて、すべての値 α_n が2回目に決定される。一実施例では、第1のフィット及び第2のよりよいフィットの両方に対する制約は、 α を加算すると単位値となり、

【0041】

【数14】

$$\sum_{n=1}^N \alpha_n = 1$$

【0042】となるようにするというものである。一旦、第2のよりよいフィッティング・モデルが確立されたら、第1のモデルではなく第2のモデルの成分 τ 及び α を用いて再帰的主速度補正を行なう。よりよいフィッティング・モデルは、図4に示す高次補正された応答に対応する。

【0043】時間定数の数Nは第2のフィッティングでの方が多いことは明らかである。従って、一実施例では、第1のフィッティングでの時間定数 τ_n の下付き文字nは、これらの時間定数が新たな「人工的」時間定数と合わせて、nの増加と共に増加する時間定数の慣用的表記法を維持するように番号を振り直される。但し、本発明は、この慣用的表記法に依存している訳ではなく、その利用は単に便宜上のものである。

【0044】一実施例では、CTイメージング・システム10を、改善された補正の時間定数及び強度を決定するように動作させる(例えば、製造工場)。フィッティング及び計算に関わるその他の工程は、コンピュータ36を用いて行なわれる。他の実施例では、別体のコンピュータ(図示されていない)を用いて、フィッティング及び計算に関わるその他の工程を実行する。

【0045】上の実施例の実効性を試験するファントムを用いた実験として、同じ全光子束を用いて1.0秒及び0.5秒の両走査速度で0.1mmのタングステン・ワイヤを走査した。変調伝達関数(MTF)及びノイズの両方を測定した。結果を図5及び図6に示す。いずれの図面においても、図示の結果は、補正手順を施した相対的に速い走査速度(0.5秒)が、相対的に遅い走査速度(1.0秒)と同等の結果を与えることを示している。

【0046】本発明の様々な実施例に関する以上の記載から、本発明の方法がモデル化された検出器減衰曲線のアンダシュート及びオーバーシュートを防止するのに有用であることは明らかである。本発明の方法を用いて補償された再構成画像は、対応して減少した縞アーティファクトを有するものとなる。

【0047】本発明の特定の実施例を詳細に記述すると共に図解したが、これらは説明及び例示のみを意図したものであり、限定のためのものであると解釈してはならないことを明瞭に理解されたい。加えて、ここに記載したCTシステムは、X線源及び検出器の両方がガントリと共に回転する「第3世代」システムである。検出器がフル・リング型の静止式検出器であってX線源のみがガントリと共に回転するような「第4世代」システムを含めた他の多くのCTシステムを用いてもよい。さらに、ここに記載したシステムはアキシシャル・スキャンを実行

しているが、本発明をヘリカル・スキャンを採用したシステムと共に用いてもよい。従って、本発明の要旨及び範囲は、特許請求の範囲及び法的な同等物によってのみ限定されるものとする。

【図面の簡単な説明】

【図1】CTイメージング・システムの見取り図である。

【図2】図1に示すシステムのブロック概略図である。

【図3】例示的な検出器について測定された強度対時間のグラフである。

【図4】例示的な検出器についての強度対時間のグラフであって、補正を行なわない元の応答、アンダシュート及びオーバシュートを伴う1次補正、並びにアンダシュート及びオーバシュートを補正する高次補正を示す図である。

【図5】図3にグラフ化した特性を有する検出器を備えた例示的なCTイメージング・システムを用いて1.0秒（実線）及び0.5秒（破線）の走査速度で走査された0.1mmの細いタングステン・ワイアの2つの走査について、cm当たりの線の対（LP/cm）の単位で周波数の関数として変調伝達関数（MTF）を示すグラフである。

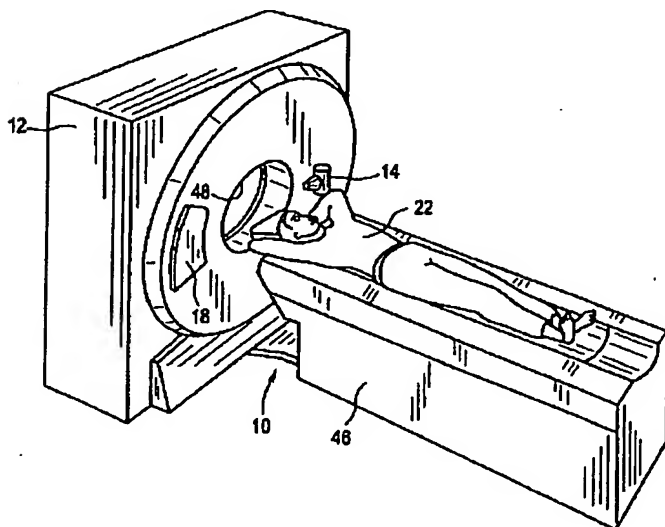
【図6】図3にグラフ化した特性を有する検出器を備えた例示的なCTイメージング・システムを用いて1.0秒（実線）及び0.5秒（破線）の走査速度で走査され

た0.1mmの細いタングステン・ワイアの2つの走査について、アイソセンタからの距離の関数として標準偏差を示すグラフである。

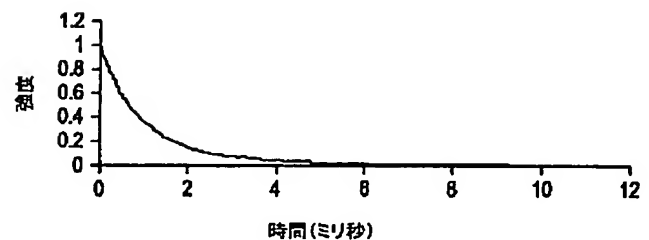
【符号の説明】

- 10 CTシステム
- 12 ガントリ
- 14 X線源
- 16 X線ビーム
- 18 検出器アレイ
- 20 検出器素子
- 22 患者
- 24 回転中心
- 26 制御機構
- 28 X線制御器
- 30 ガントリ・モータ制御器
- 32 データ取得システム（DAS）
- 34 画像再構成装置
- 36 コンピュータ
- 38 大容量記憶装置
- 40 コンソール
- 42 陰極線管表示器
- 44 テーブル・モータ制御器
- 46 モータ式テーブル
- 48 ガントリ開口

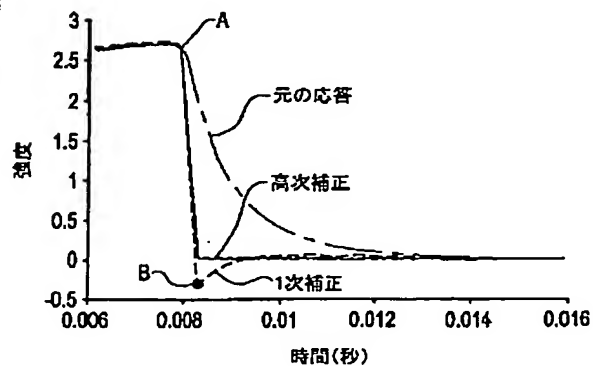
【図1】



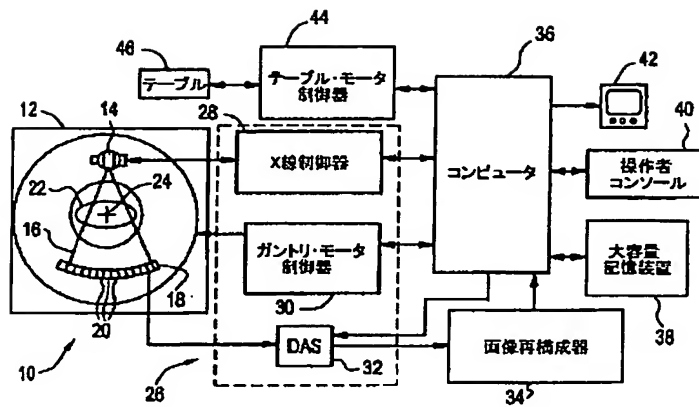
【図3】



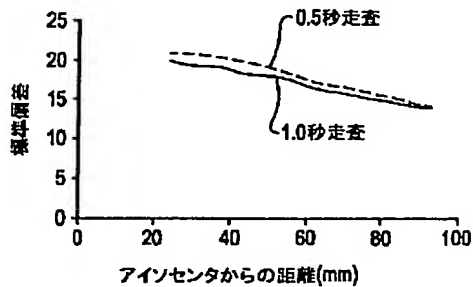
【図4】



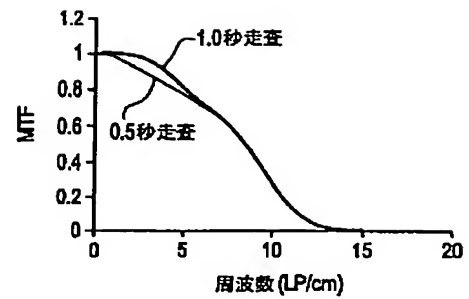
【図2】



【図6】



【図5】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.7

識別記号

F I

テーマコード(参考)

G 0 6 T 1/00

4 0 0

G 0 6 T 1/00

4 0 0 B

(72)発明者 ジャン・ヘシエー
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ブル
ックフィールド、ウエスト・ケズウィッ
ク・コート、19970番

(72)発明者 エルドガン・グルメン
アメリカ合衆国、ウィスコンシン州、ミル
ウォーキー、ノース・メリーランド・アベ
ニュー、4304番

【外国語明細書】

1. Title of Invention

HIGH ORDER PRIMARY DECAY CORRECTION FOR CT IMAGING SYSTEM DETECTORS

2. Claims

1. A method for calibrating a primary decay correction for a radiation detector having a decay curve that can be characterized by a plurality of components having different time constants, said method comprising the steps of:

fitting the decay curve to a sum of a plurality of weighted exponentials having a first set of time constants;

applying a correction to a measured response of the detector using a sum of the plurality of weighted exponentials having the first set of time constants to obtain a corrected response;

selecting at least one additional exponential time constant dependent upon the corrected response; and

fitting the decay curve to a sum of a second plurality of weighted exponentials including the first plurality of time constants and the at least one additional exponential time constant.

2. A method in accordance with Claim 1 wherein the at least one additional exponential time constant is dependent upon a set of times corresponding to overshoots and undershoots of the corrected response.

3. A method in accordance with Claim 2 wherein the steps of fitting the decay curve to a sum of a first plurality of weighted exponentials having a first set of time constants and of fitting the decay curve to a sum of a second plurality of weighted exponentials each comprise a minimum least square error (MLSE) fitting.

4. A method in accordance with Claim 2 wherein the step of selecting at least one additional exponential time constant comprises the step of selecting at least one additional exponential time constant less than the shortest time constant of the first set.

5. A method in accordance with Claim 2 further comprising the step of determining a decay curve of the radiation detector.

6. A method in accordance with Claim 5 wherein determining a decay curve of the radiation detector comprises the steps of:

turning on an x-ray source of the CT system at a time t_0 for a period of time long enough to saturate decay components of the radiation detector; and

turning off the x-ray source at a later time t_1 .

7. A method in accordance with Claim 6 wherein determining a decay curve of the radiation detector further comprises the step of sampling output signals from each detector element of the detector while the x-ray source is on and for a period after the x-ray source is turned off.

8. A method in accordance with Claim 7 wherein determining a decay curve of the radiation detector further comprises the steps of averaging samples of detector output signals acquired while the x-ray source is on ($t_0 < t_1 - \Delta < t < t_1$) and deriving a value for x-ray flux intensity ψ from the averaged samples of detector output signals, wherein detector element response $y(t)$ during the characterization process is written as:

$$y(t) = \psi \text{ for } t_0 < t < t_1, \text{ and}$$

$$y(t) = \psi \sum_{n=1}^N \alpha_n e^{-(t-t_1)/\tau_n} \text{ for } t \geq t_1.$$

9. A method in accordance with Claim 8 wherein the step of fitting the decay curve to a sum of a first plurality of weighted exponentials having a first set of time constants comprises the step of fitting $y(t)$ for $t > t_1$ to a sum of N selected exponentials having time constants τ_n and intensities α_n .

10. A method in accordance with Claim 9 wherein the step of fitting the decay curve to a sum of a first plurality of exponentials comprises determining

values of α_n in an order starting with an α corresponding to a longest time constant τ .

11. A method in accordance with Claim 10 wherein the step of fitting the decay curve to a sum of a second plurality of weighted exponentials including the first plurality of time constants and the at least one additional exponential time constant comprises the step of fitting $y(t)$ for $t > t_1$ to a sum of N selected exponentials having time constants τ_n and intensities α_n , the value of N being greater than during the step of fitting the decay curve to a sum of the first plurality of weighted exponentials, and further comprising the steps of constraining $\sum_{n=1}^N \alpha_n = 1$ in each of said fitting steps.

12. A method for operating a medical imaging system having a radiation detector that can be characterized by a plurality of components having different time constants, said method comprising the steps of:

fitting a decay curve of the radiation detector to a sum of a plurality of weighted exponentials having a first set of time constants;

applying a correction to a measured response of the detector using a sum of the plurality of weighted exponentials having the first set of time constants to obtain a corrected response;

selecting at least one additional exponential time constant dependent upon the corrected response;

fitting the decay curve to a sum of a second plurality of weighted exponentials including the first plurality of time constants and the at least one additional exponential time constant, wherein the second plurality of weighted exponentials comprises exponentials having time constants τ_n and corresponding strengths α_n ;

exposing an object to a beam of radiation from the medical imaging system;

acquiring a first set of radiation attenuation values by periodically sampling at an interval Δt a signal produced by the radiation detector, where $y(k\Delta t)$ designates a value in the first set acquired during a k th sampling interval;

producing a second set of data values from the first set of radiation attenuation values, in which each data value x_k is defined by an equation written as:

$$x_k = \frac{y(k\Delta t) - \sum_{n=1}^N \left(\beta_n e^{-\frac{k\Delta t}{\tau_n}} \right) S_{nk}}{\sum_{n=1}^N \beta_n},$$

where:

$$\beta_n = \alpha_n (1 - e^{-\Delta t / \tau_n});$$

$$S_{nk} = x_{k-1} + e^{-\frac{\Delta t}{\tau_n}} S_{n(k-1)} \text{ and a value of } S_{nk} \text{ for the first sample is zero;}$$

and

reconstructing an image of the object from the second set of data values.

13. A method in accordance with Claim 12 wherein the at least one additional exponential time constant is dependent upon a set of times corresponding to overshoots and undershoots of the corrected response.

14. A method in accordance with Claim 13 wherein the steps of fitting the decay curve to a sum of a first plurality of weighted exponentials having a first set of time constants and of fitting the decay curve to a sum of a second plurality of weighted exponentials each comprise a minimum least square error (MLSE) fitting.

15. A method in accordance with Claim 13 wherein the step of selecting at least one additional exponential time constant comprises the step of selecting at least one additional exponential time constant less than a shortest time constant of the first plurality of weighted exponentials.

16. A method in accordance with Claim 13 further comprising the step of determining a decay curve of the radiation detector.

17. A method in accordance with Claim 16 wherein determining a decay curve of the radiation detector comprises the steps of:

turning on an x-ray source of the CT system at a time t_0 for a period of time long enough to saturate decay components of the radiation detector; and

turning off the x-ray source at a later time t_1 .

18. A method in accordance with Claim 17 wherein determining a decay curve of the radiation detector further comprises the step of sampling output signals from each detector element of the detector while the x-ray source is on and for a period of time after the x-ray source is turned off.

19. A method in accordance with Claim 18 wherein determining a decay curve of the radiation detector further comprises the steps of averaging samples of detector output signals acquired while the x-ray source is on ($t_0 < t_1 - \Delta < t < t_1$) and deriving a value for x-ray flux intensity ψ from the averaged samples of detector output signals, wherein detector element response $y(t)$ during the characterization process is written as:

$$y(t) = \psi \text{ for } t_0 < t < t_1, \text{ and}$$

$$y(t) = \psi \sum_{n=1}^N \alpha_n e^{(t-t_1)/\tau_n} \text{ for } t \geq t_1.$$

3. Detailed Description of Invention

BACKGROUND OF THE INVENTION

This application relates to methods for correction of high-order primary decay in detectors, and more particularly to methods providing increased flexibility in defining shapes of corrected decay curves in detectors.

As used herein, the term "primary decay" refers to the fastest exponential decay component of a scintillator. "Afterglow" refers to remaining, slower decay components.

In at least one known computed tomography (CT) imaging system configuration, an x-ray source projects a fan-shaped beam which is collimated to lie within an X-Y plane of a Cartesian coordinate system and generally referred to as the "imaging plane". The x-ray beam passes through the object being imaged, such as a patient. The beam, after being attenuated by the object, impinges upon an array of radiation detectors. The intensity of the attenuated beam radiation received at the detector array is dependent upon the attenuation of the x-ray beam by the object. Each detector element of the array produces a separate electrical signal that is a measurement of the beam attenuation at the detector location. The attenuation measurements from all the detectors are acquired separately to produce a transmission profile.

In known third generation CT systems, the x-ray source and the detector array are rotated with a gantry within the imaging plane and around the object to be imaged so that the angle at which the x-ray beam intersects the object constantly changes. A group of x-ray attenuation measurements, i.e., projection data, from the detector array at one gantry angle is referred to as a "view". A "scan" of the object comprises a set of views made at different gantry angles, or view angles, during one revolution of the x-ray source and detector. In an axial scan, the projection data is processed to construct an image that corresponds to a two

dimensional slice taken through the object. One method for reconstructing an image from a set of projection data is referred to in the art as the filtered back projection technique. This process converts the attenuation measurements from a scan into integers called "CT numbers" or "Hounsfield units", which are used to control the brightness of a corresponding pixel on a cathode ray tube display.

It is known to use europium-containing polycrystalline ceramic scintillators in detector arrays of computed tomographic (CT) imaging systems. Such scintillators exhibit much lower hysteresis and radiation damage than other known solid state detectors, such as CdWO_4 . In addition, the detector material is highly transparent, resulting in higher light output. Detection quantum efficiency (DQE) of 98% or more at 3mm depth is obtained in a clinical x-ray energy range, resulting in improved image quality. Nevertheless, output signal decay, as indicated by its primary decay, is relatively slow (close to 1 millisecond), discouraging use of these otherwise advantageous scintillators at fast sampling rates at high scanning speeds. An exemplary decay curve is shown in Figure 3.

It has been shown that a slow primary speed of the detector degrades spatial resolution of a CT imaging system, especially at higher scanning speeds. For example, a scan at 0.5 seconds per rotation will be degraded relative to a scan at 1.0 seconds per rotation, resulting from the significantly increased sampling rate. To overcome this shortcoming, recursive correction algorithms have been proposed.

Corrections using recursive correction algorithms compensate not only for the effects of the primary speed component of the detector response, but also for the afterglow components. Known techniques perform satisfactorily for scan speeds up to 1.0 second using scintillation materials having a decay characteristic such as that illustrated in Figure 3. For faster scan speeds, however, undershoot and overshoot on the decay curve will occur, resulting in streak artifacts in reconstructed images. This undershoot and overshoot phenomenon is not an intrinsic feature of the decay of this scintillation material, but rather is a side effect of the signal restoration technique.

It would therefore be advantageous to provide methods to reduce or avoid undershoot and overshoot of the decay curve and the resulting artifacts in the reconstructed images.

BRIEF SUMMARY OF THE INVENTION

There is therefore provided, in one embodiment, a method for calibrating a primary decay correction for a radiation detector having a decay curve that can be characterized by a plurality of components having different time constants. The method includes steps of fitting the decay curve to a sum of a plurality of weighted exponentials having a first set of time constants; applying a correction to a measured response of the detector using a sum of the plurality of weighted exponentials having the first set of time constants to obtain a corrected response; selecting at least one additional exponential time constant dependent upon the corrected response; and fitting the decay curve to a sum of a second plurality of weighted exponentials including the first plurality of time constants and the at least one additional exponential time constant.

The above described embodiment reduces or avoids undershoot and overshoot of the decay curve and the resulting artifacts in reconstructed images.

DETAILED DESCRIPTION OF THE INVENTION

Referring to Figures 1 and 2, a computed tomography (CT) imaging system 10 is shown as including a gantry 12 representative of a "third generation" CT scanner. Gantry 12 has an x-ray source 14 that projects a beam of x-rays 16 toward a detector array 18 on the opposite side of gantry 12. Detector array 18 is formed by detector elements 20 which together sense the projected x-rays that pass through an object 22, for example a medical patient. Detector array 18 may be fabricated in a single slice or multi-slice configuration. Each detector element 20 produces an electrical signal that represents the intensity of an impinging x-ray beam and hence the attenuation of the beam as it passes through patient 22. During a scan to acquire x-ray projection data, gantry 12 and the components mounted thereon rotate about a center of rotation 24.

Rotation of gantry 12 and the operation of x-ray source 14 are governed by a control mechanism 26 of CT system 10. Control mechanism 26 includes an x-ray controller 28 that provides power and timing signals to x-ray source 14 and a gantry motor controller 30 that controls the rotational speed and position of gantry 12. A data acquisition system (DAS) 32 in control mechanism 26 samples analog data from detector elements 20 and converts the data to digital signals for subsequent processing. An image reconstructor 34 receives sampled and digitized x-ray data from DAS 32 and performs high speed image reconstruction. The

reconstructed image is applied as an input to a computer 36 which stores the image in a mass storage device 38.

Computer 36 also receives commands and scanning parameters from an operator via console 40 that has a keyboard. An associated cathode ray tube display 42 allows the operator to observe the reconstructed image and other data from computer 36. The operator supplied commands and parameters are used by computer 36 to provide control signals and information to DAS 32, x-ray controller 28 and gantry motor controller 30. In addition, computer 36 operates a table motor controller 44 which controls a motorized table 46 to position patient 22 in gantry 12. Particularly, table 46 moves portions of patient 22 through gantry opening 48.

In one embodiment of the present invention, detector array 18 comprises detector elements 20 having an empirically determined decay characteristic such as the exemplary decay curve shown in Figure 3. To obtain a primary speed correction, the primary speed is modeled by multiple exponentials, and decay parameters are determined based on a corrected, minimum least square error (MLSE) fitting of the decay curve to a set of exponential functions.

A primary speed is modeled by multiple exponentials. Decay parameters are determined by an MLSE (minimum least square error) fitting an observed decay curve to a set of exponential functions. A detector impulse response is modeled by an equation written as:

$$h(t) = \sum_{n=1}^N \frac{\alpha_n}{\tau_n} e^{-\frac{t}{\tau_n}}, \quad (1)$$

where n designates one of N components of the exponential response which has a relative strength α_n of a decay component having time constant τ_n . The response of one type of detector element 20 has been characterized accurately by four ($N=4$) such time constant components. Different types of detector elements 20 may require a greater or lesser number of decay components for modeling purposes. The terms "detector element response" and "detector response" are used interchangeably

herein. However, detector elements 20 need not have essentially identical responses. Therefore, in at least one embodiment, each detector element response is individually determined and corrected. However, in at least one embodiment, detector elements 20 of detector 18 are all of the same type and have essentially identical responses.

A detector response $y(t)$ to an input signal $x(t)$ is written as a convolution $y(t) = h(t) * x(t)$ of detector impulse response $h(t)$ and input signal $x(t)$:

$$y(t) = \int_{-\infty}^t x(t') \sum_{n=1}^N \frac{\alpha_n}{\tau_n} e^{-(t-t')/\tau_n} dt' \quad (2)$$

Equation (2) can be simplified because input signal $x(t)$ is a causal function, allowing summation and integration to be interchanged in equation (2). Furthermore, integration region $[0, t]$ can be divided into k intervals corresponding to the period between views with each interval being denoted by Δt ($k\Delta t = t$). When these factors are considered, an actual attenuation value x_k for a k th view for relatively small values of Δt is written:

$$x_k = \frac{y(k\Delta t) - \sum_{n=1}^N \alpha_n (1 - e^{-\Delta t/\tau_n}) \sum_{j=1}^{k-1} x_j e^{-(k-j)\Delta t/\tau_n}}{\sum_{n=1}^N \alpha_n (1 - e^{-\Delta t/\tau_n})} \quad (3)$$

where $y(k\Delta t)$ is a raw attenuation value from detector element 20 acquired during a k th view. Equation (3) is rewritten in a form:

$$x_k = \frac{y(k\Delta t) - \sum_{n=1}^N \beta_n e^{-\Delta t/\tau_n} [x_{k-1} + e^{-\Delta t/\tau_n} [x_{k-2} + \dots + e^{-\Delta t/\tau_n} (x_2 + e^{-\Delta t/\tau_n} x_1) \dots]]}{\sum_{n=1}^N \beta_n} \quad (4)$$

where $\beta_n = \alpha_n (1 - e^{-\Delta t/\tau_n})$. Denoting the contents enclosed by the outermost brackets in (4) as S_{nk} , a recursive relationship is written as:

$$x_k = \frac{y(k\Delta t) - \sum_{n=1}^N \left(\beta_n e^{-\frac{\Delta t}{\tau_n}} \right) S_{nk}}{\sum_{n=1}^N \beta_n}, \quad (5)$$

where the denominator and bracketed portion of the numerator are constants. The term S_{nk} for the present attenuation value is a function of the term $S_{n(k-1)}$ for the attenuation value from the previous view, the function being written as $S_{nk} = x_{k-1} + e^{-\frac{\Delta t}{\tau_n}} S_{n(k-1)}$, where x_{k-1} is the actual attenuation value derived from the detector element 20 signal sample from the previous view. The value of S_{nk} for the first sample is zero. For some CT systems 10, an x-ray signal is turned on briefly before data collection starts. In this case, S_{nk} for the first view is estimated by applying the above recursive relationship for the first view m times to simulate the brief x-ray on condition, where $m\Delta t \approx$ x-ray on time before view 1. Thus, to derive an actual attenuation value from a given detector element 20 signal sample, that sample and data from the processing of an immediately preceding sample must be known. As a result, equation (5) is implemented, in one embodiment, by an array processor as a recursive filter.

To apply the filter function of equation (5) to real image data, a response for each detector element 20 in detector 18 must be characterized by deriving values for α_n and τ_n for the time constant components of each detector element 20. This derivation is accomplished in a factory by a process that includes operating CT system 10 without an object present to image. An x-ray source 14 of CT imaging system 10 is turned on at a time t_0 . In one embodiment, x-ray source 14 is turned on for a period of time long enough to saturate all decay components of the detector, for example, about half the normal scan time. X-ray source 14 is then turned off at a later time t_1 .

An output signal from each detector element 20 is sampled individually while x-ray beam 16 is active and for a sufficiently long period after the termination of x-ray beam 16 to provide a desired degree of accuracy in characterization. Samples of the detector element 20 signals are stored in an array similar to that used for storing attenuation values while imaging. The detector element 20 response during the characterization process is defined by expressions written as:

$$\begin{aligned} y(t) &= \psi \text{ for } t_0 < t < t_1, \text{ and} \\ y(t) &= \psi \sum_{n=1}^N \alpha_n e^{-(t-t_1)/\tau_n} \text{ for } t \geq t_1 \end{aligned} \quad (6)$$

Samples of detector element 20 output signal that were acquired while x-ray beam 16 is on ($t_0 < t_1 - \delta < t < t_1$), where δ is determined such that the standard deviations of the averaged signal is sufficiently low to provide a desired degree of accuracy in characterization) are averaged and the result is used to derive a value for the x-ray flux intensity ψ as written in equation (6). The samples acquired after termination of x-ray beam 16 are divided by the value of ψ to normalize the data, which results in a decay curve similar to that shown in Figure 3. The logarithm of the normalized data is then taken.

Values for α_n and τ_n of each time constant component of the exponential response are determined next. The impulse response for one type of CT detector element 20 is characterized by four time constants τ_n of 1, 6, 40, and about 300 milliseconds, although the exact time constants may vary for other detectors. The time constants τ_n and their relative strengths α_n are determined, for example, by performing minimum least square error (MLSE) fit of equation (1). To reduce error due to noise, multiple measurements are averaged prior to the fitting.

In another embodiment, α_n and τ_n are determined one at a time in descending order of τ_n , i.e., longest τ_n first. A detector sample signal is selected that was acquired at time T (e.g., 300 milliseconds) after the x-ray beam extinguished at

which time the effects of all except the longest time constant component are negligible. Using the logarithmic values of the detector samples, equation (6) is simplified to $\log[y(T)] = \log \alpha_n - (T/\tau_n)$. The simplified equation is solved for α_4 of the fourth ($n=4$) time constant component.

Based on estimated values for α_4 and τ_4 , the contribution of the longest time constant component to the measured decaying signal data is calculated and removed from that data. The process is repeated for the next longest time constant component τ_3 of the detector response, and so on for each of the remaining components. This characterization process is performed for each of the detector elements 20 in detector 18.

Then the values of α_n and τ_n are employed to derive the constant terms of equation (5) for each of the four time constant components of the response of every detector element. These constants are stored in tables in the disc memory for later use in filtering real image data. In another embodiment, the constants are calculated just prior to their usage.

After a first MLSE fit is obtained, the correction of equation (5) based on the modeled detector impulse response does not precisely compensate for the measured decay curve of Figure 3. More specifically, one or more "overshoot" and "undershoot" anomalies will be observed in the modeled detector response. Figure 4 shows the original response curve of a detector, a corresponding first-order corrected response curve, and a corresponding high-order corrected response curve. The first-order response curve corresponds to the correction after a first MLSE fit is obtained and the correction of equation (5) is applied. Referring to Figure 4, to provide additional correction for overshoot and/or undershoot anomalies in the first-order corrected response curve, one or more additional, "artificial" time constants τ less than the shortest time constant of the original set of time constants are added. These additional time constants correspond to overshoot and undershoot locations in the corrected detector response. For example, in Figure 4, an additional time constant τ less than or equal to the difference in time between points A and B of the first-order

corrected response curve is selected, in view of the undershoot at B. The one or more additional time constant components τ and corresponding strengths α provide added flexibility in defining a shape of a corrected decay curve. After the first correction is obtained, a second, better correction is obtained using both the original time constants and the new, additional time constants corresponding to the overshoots and undershoots. For example, all values α_n are determined a second time, using the new, expanded set of time constants τ_n , starting with the longest time constant. In one embodiment, a constraint on both the first and the second, better fit is that the α 's sum to unity so that $\sum_{n=1}^N \alpha_n = 1$. Once the second, better fitting model is established, recursive primary speed correction is performed using the components τ and α of the second model rather than the first. The better fitting model corresponds to the higher-order corrected response shown in Figure 4.

It should be apparent that the number of time constants N is greater in the second fitting. Therefore, in one embodiment, subscripts n of time constants τ_n of the first fitting are renumbered so that these time constants, in combination with the new, "artificial" time constants, maintain the convention of time constants increasing with increasing n . However, the present invention is not dependent upon the use of this notational convention, and its use is merely a convenience.

In one embodiment, CT imaging system 10 is operated (at the factory, for example) to determine the time constants and intensities of the improved correction. Fitting and other steps involving computation are performed utilizing computer 36. In another embodiment, a separate computer (not shown) is used for fitting and/or other steps involving computation.

In experiments with phantoms to test the effectiveness of the above embodiments, a 0.1 mm tungsten wire was scanned at both 1.0 second and 0.5 second scan speeds with the same total photon flux. Both modulation transfer function (MTF) and noise were measured. Results are shown in Figures 5 and 6. In each

figure, the results shown indicate that the faster scan speed (0.5 second) with the correction produce results equivalent to that of the slower scan speed (1.0 second).

From the preceding description of various embodiments of the present invention, it is evident that methods of the present invention are useful in preventing undershoot and overshoot of a modeled detector decay curve. Compensated, reconstructed images using methods of the present invention have correspondingly reduced streak artifacts.

Although particular embodiments of the invention have been described and illustrated in detail, it is to be clearly understood that the same is intended by way of illustration and example only and is not to be taken by way of limitation. In addition, the CT system described herein is a "third generation" system in which both the x-ray source and detector rotate with the gantry. Many other CT systems including "fourth generation" systems wherein the detector is a full-ring stationary detector and only the x-ray source rotates with the gantry, may be used. Moreover, the system described herein performs an axial scan, however, the invention may be also be used with systems employing a helical scan. Accordingly, the spirit and scope of the invention are to be limited only by the terms of the appended claims and legal equivalents.

4. Brief Description of Drawings

Figure 1 is a pictorial view of a CT imaging system.

Figure 2 is a block schematic diagram of the system illustrated in Figure 1.

Figure 3 is a graph of intensity vs. time as measured for an exemplary detector.

Figure 4 is a graph of intensity vs. time for an exemplary detector, showing the original response without correction, a first order correction with undershoot and overshoot, and a high order correction correcting the undershoot and overshoot.

Figure 5 is a graph of modulation transfer function (MTF) as a function of frequency in line pairs per cm (LP/cm) for two scans of a 0.1 mm thin tungsten wire scanned at 1.0 seconds (solid line) and 0.5 seconds (dashed line) scan speed using an exemplary CT imaging system with a detector having the characteristic graphed in Figure 3.

Figure 6 is a graph of standard deviation as a function of distance from an isocenter for two scans of a 0.1 mm thin tungsten wire scanned at 1.0 seconds (solid line) and 0.5 seconds (dashed line) scan speed using an exemplary CT imaging system with a detector having the characteristic graphed in Figure 3.

FIG. 1

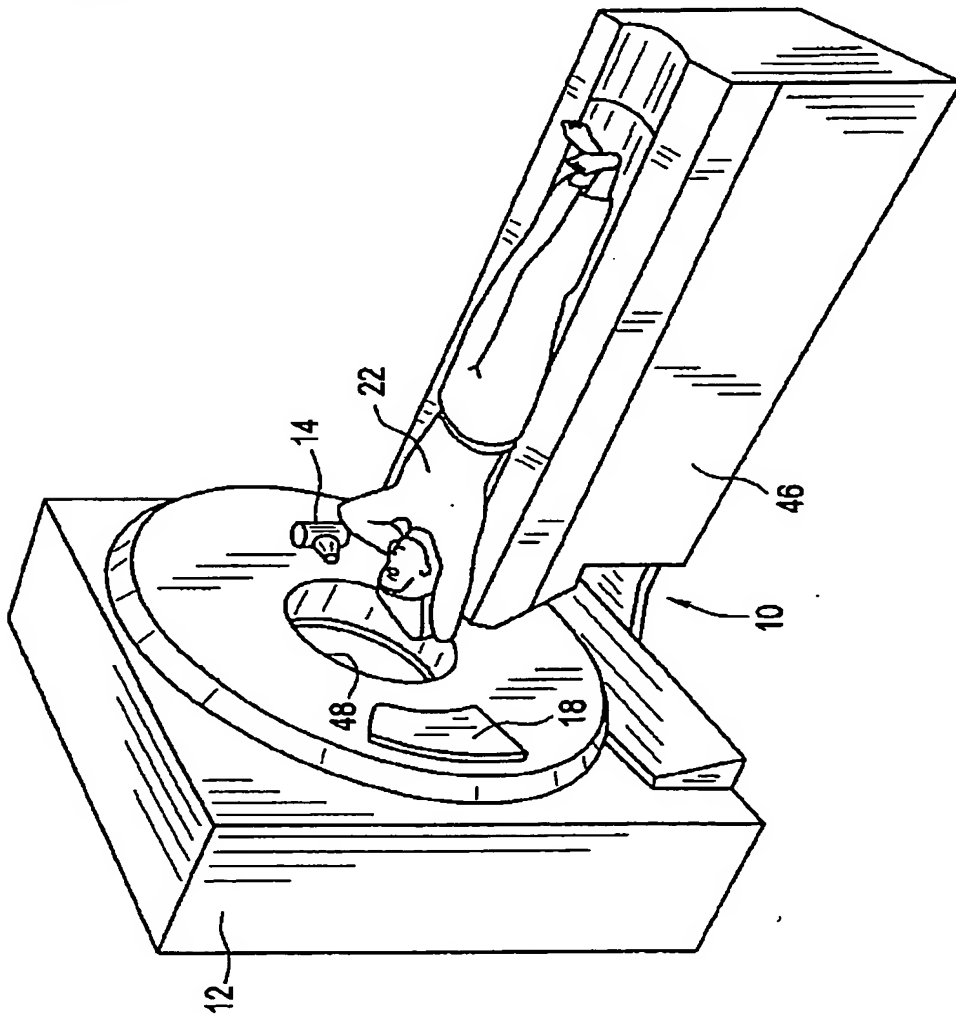


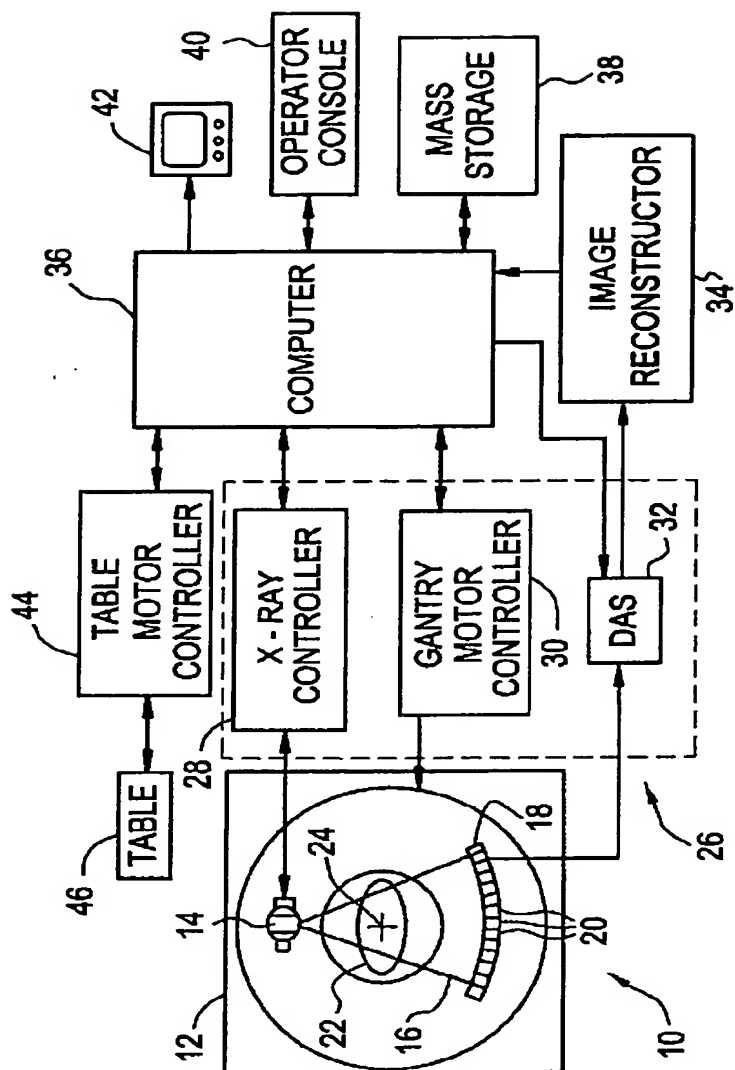
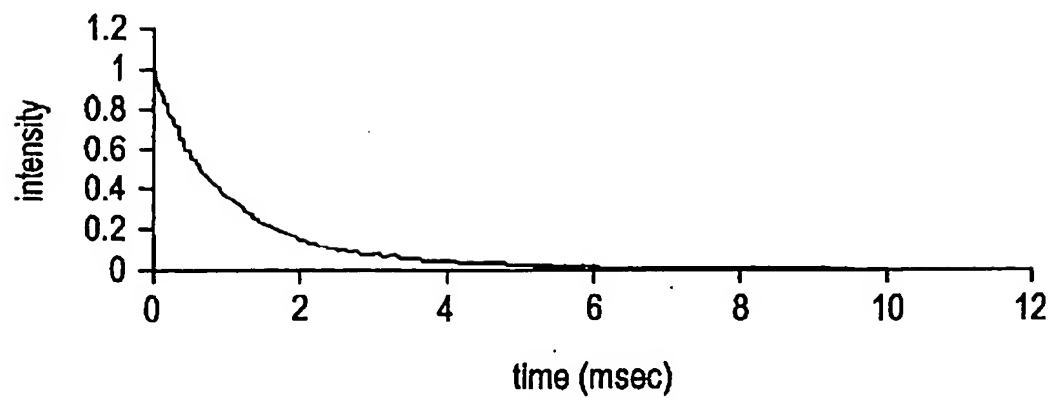
FIG. 2**FIG. 3**

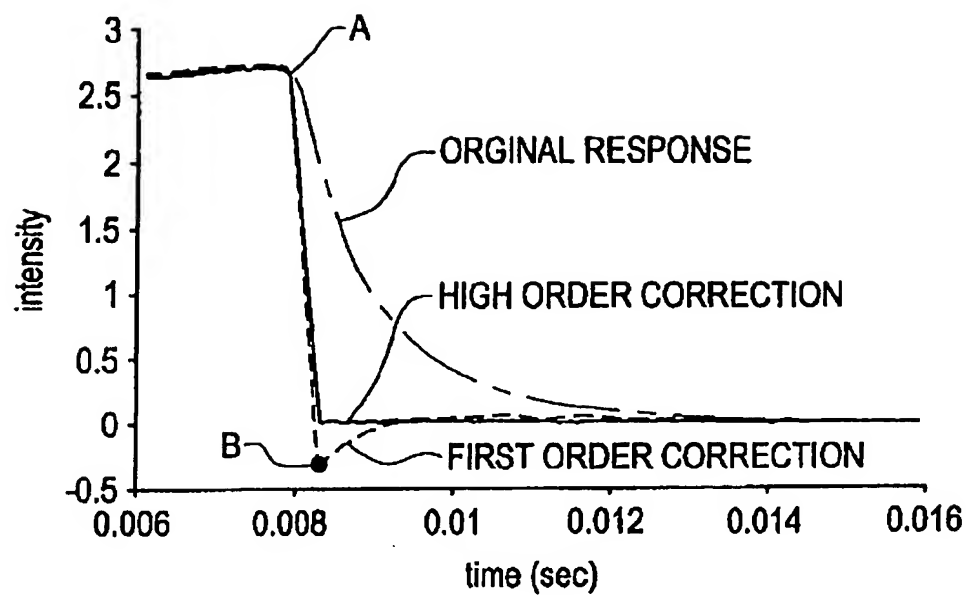
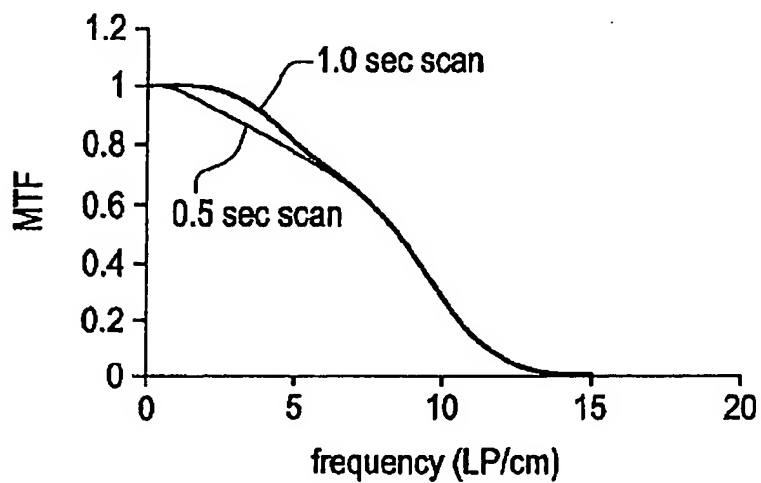
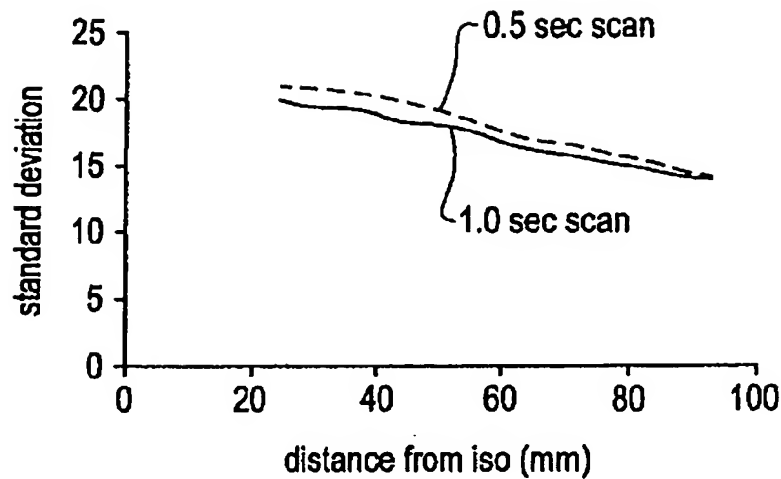
FIG. 4**FIG. 5**

FIG. 6

1. Abstract

Degradation in reconstructed medical images is reduced by a method for calibrating a primary decay correction for a radiation detector having a decay curve that can be characterized by a plurality of components having different time constants. The method includes steps of: fitting the decay curve to a sum of a plurality of weighted exponentials having a first set of time constants; applying a correction to a measured response of the detector using a sum of the plurality of weighted exponentials having the first set of time constants to obtain a corrected response; selecting at least one additional exponential time constant dependent upon the corrected response; and fitting the decay curve to a sum of a second plurality of weighted exponentials including the first plurality of time constants and the at least one additional exponential time constant.

2. Representative Drawing:

Figure 1